

**Japanese Patent Publication of examined application  
No. 3-50531 (US Patent No. 5,002,384)**

**Publication : August 2, 1991**  
**Filed : August 2, 1984**  
**Title : METHODS AND APPARATUS FOR MONITORING AND  
TRAINING EYE POSITION**

## ⑫ 特許公報(B2)

平3-50531

⑬ Int.Cl.<sup>5</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公告 平成3年(1991)8月2日

A 61 B 3/103  
A 61 H 5/00

F

9052-4C  
8718-4C

A 61 B 3/10

D

発明の数 1 (全18頁)

⑮ 発明の名称 視調節訓練装置

⑯ 特 願 昭59-163757

⑰ 公 開 昭61-41433

⑱ 出 願 昭59(1984)8月2日

⑲ 昭61(1986)2月27日

⑳ 発 明 者 ヨセフ エヌ.トラツ アメリカ合衆国、ニューヨーク 11201 ブルツクリン、  
チマン ヒックス ストリート 57㉑ 出 願 人 ヨセフ エヌ.トラツ アメリカ合衆国、ニューヨーク 11201 ブルツクリン、  
チマン ヒックス ストリート 57

㉒ 代 理 人 弁理士 菅原 一郎

審 査 官 川 端 修

㉓ 参 考 文 献 特開 昭57-188244(JP, A) 特開 昭59-85645(JP, A)  
米国特許4162828(US, A)

## 1

## ㉔ 特許請求の範囲

1 正常な瞳孔に入る寸法に合わされた1対のスリットを測定される目の瞳孔面上に結像させて発光源の網膜像を形成し、この網膜像の関数として目の屈折を直接測定し、調節レベルを維持する助けとなる正常な固定像を与えず、かつ1秒当り数回の測定に相当する速度で目の屈折を示す出力を周期的に与える視力検定部1と、

この視力検定部に接続されてその各出力を受取り、これを次の出力を受取るまで貯留して各貯留出力のピークレベルを示す出力を形成し、かつ視力検定部からの最後の出力のピークレベルを示す大きさの連続した出力信号を与えるサンプル保持要素4 2と、

この出力信号の関数として変化する音情報を形成すべくサンプル保持要素に接続された周波数変換要素4 5と、

この音情報を受けて連続した可聴情報を形成して測定中の目の調節状態を即座に示すサウンドシステム4 6、4 7とを

含んでなる視調節訓練装置。

2 前記の要素に加えて更に、

芯合せ像を視力検定部に選択的に導入して測定される目を視力検定部に芯合せし、この芯合せ像

## 2

を瞳孔面において紅彩に結像させる要素3を含んでなる

ことを特徴とする請求項1に記載の装置。

3 前記の芯合せ像が訓練者が視認できるものでかつ円形である

ことを特徴とする請求項2に記載の装置。

4 前記の要素に加えて更に

視力検定部の各出力に反応してピーク値も含めてそのような出力の性質を示すビデオ表示を与え、かつ最大値に相当するピーク値の表示により芯合せを示すビデオ表示要素を含んでなる

ことを特徴とする請求項1に記載の装置。

5 視力検定部の各出力が複数の要素1 4上に結像される光の走査を示す複数の電気信号に相当し、かつ

ビデオ表示要素がこの複数の電気信号のエネルギー分布に相当する表示を与える

ことを特徴とする請求項4に記載の装置。

6 前記の要素に加えて更に、

20 目の屈折の周期的測定に相当する視力検定部からの出力の値を示すべくサンプル保持要素に接続されたメーター表示要素4 4を含んでなる

ことを特徴とする請求項1に記載の装置。

7 前記のメーター表示要素4 4が、ジョブター

の形で処方せん直接読出するようにメーター表示要素を調整しかつ瞳孔寸法と網膜像を形成すべく瞳孔面に結像された光との間の不同について表示された値を修正する如き要素を有している

ことを特徴とする請求項 6 に記載の装置。

8 前記の要素に加えて更に、

訓練中網膜上にぼんやりとした棒影情報を投影して、焦点的存在下において調節を行せしめるサイドチャンネル要素を含んでなる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

9 前記のサイドチャンネル要素が選択的に励起可能であつて、励起されたときには視力検定部にぼんやりとして棒影情報を導入して、視力検定部によつて与えられた像光と一緒に棒影情報を網膜上に投影すべく動作する

ことを特徴とする請求項 8 に記載の装置。

10 前記のサイドチャンネル要素がバダル視力検定器である

ことを特徴とする請求項 9 に記載の装置。

11 前記のサイドチャンネル要素が

複数のジオプターを示すレンズ 9 と、

複数のぼんやりとした棒影的 (25~28) を有し、かつレンズのひとつのジオプターについてひとつの棒影情報が与えられるような視鋭アレイ 12 と

視鋭アレイ内の棒影的の内選択されたものからの像光をレンズに印加する選択要素 30 とを含んでなる

ことを特徴とする請求項 10 に記載の装置。

12 前記のレンズ 9 が所定の焦点距離を有し、視鋭アレイ中の各棒影的 25~28 がレンズに対して固定距離を有して設けられており、

これらの固定距離が、棒影的の個数を分母とし 1 からこの個数に互つて変化する数を分子とする分数をレンズの焦点距離に乗じたものである

ことを特徴とする請求項 11 に記載の装置。

13 前記のサイドチャンネル要素がバダル視力検定器である

ことを特徴とする請求項 12 に記載の装置。

14 前記の要素に加えて更に

屈折の周期的測定に相当する視力検定部からの各出力の値を示し、かつサンプル保持要素 42 に接続されたメーター表示要素 44 を含んでなる

ことを特徴とする請求項 4 に記載の装置。

15 前記の要素に加えて更に

訓練中に網膜にぼんやりした棒影情報を選択的に投影して、焦点的存在下にも調節を選択的に起させるサイドチャンネル要素 9, 10, 12, 30 を含んでなる

ことを特徴とする請求項 14 に記載の装置。

16 前記の要素に加えて更に

視力検定部に芯合せ像を選択的に導入して測定される目を視力検定部に芯合せさせ、かつ芯合せ像を瞳孔面において紅彩に結像させる要素を含んでなる

ことを特徴とする請求項 15 に記載の装置。

17 前記のサイドチャンネル要素が選択的に励起可能であつて、かつ励起されたときには棒影情報を視力検定部に導入して視力検定部により与えられた像光と光に網膜上に投影すべく動作する

ことを特徴とする請求項 16 に記載の装置。

18 前記の芯合せ像が訓練者が視認可能であつてかつ円形である

ことを特徴とする請求項 17 に記載の装置。

19 前記のサイドチャンネル要素がバダル視力検定器である

ことを特徴とする請求項 18 に記載の装置。

20 サイドチャンネル要素が

25 複数のジオプターを示すレンズ 9 と、

複数のぼんやりした棒影的 25~28 を有し、かつレンズのひとつのジオプターについてひとつの棒影的が与えられるような視鋭アレイ 12 と、視鋭アレイ内の棒影的の内選択されたものからの像光をレンズに印加する選択要素 30 とを含んでなる

ことを特徴とする請求項 19 に記載の装置。

21 複数のレンズ 9 が所定の焦点距離を有し、視鋭アレイ中の棒影的 25~28 がレンズに対して固定距離を有して設けられており、

これらの各固定距離が、棒影的の個数を分母とし 1 からこの個数に互つて変化する数を分子とする分数をレンズの焦点距離に乗じたものである

ことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

40 発明の詳細な説明

この発明は視調節訓練装置に関し、更に詳しくは医療目的に沿つて目の調節訓練を行なつてその自発制御を会得させて視鋭度上のトラブルを減少させるシステムに関するものである。

正規眼については生物学的フィードバックを利用して実験室スケールで調節の自発制御を会得させることが既に行なわれている。例えば「視調節訓練システム」の第13巻(1973年)に記載されたT.N.コーンスイートの論文がある。同じく「視調節の意志的制御」(1970年)に記載されたR.J.ランドルの論文もある。

これはさかのぼって分析してみるとさして驚くには当たらないことである。まつ毛筋肉は虹彩の後に位置するほぼ2ミリメートルの輪状筋である。近くのものを見るときはまつ毛筋肉がレンズを厚くし、遠くのものを見るときは展開してレンズを薄くする。この筋肉は、心臓の鼓動、体温、呼吸、血圧、胃酸度および腸の具合などを司る神経系によつても支配される。ストレスが掛るとこの筋肉はけいれんして近視状態をひき起す。従つて、この神経系によつて支配される他の器官と同様に、この筋肉ひいては調節の自発制御が例えばヨガなどのある種の修練により学習され得ると期待することは理にかなっている。

近視の度を減らすための調節自発制御については“THE AMERICAN JOURNAL OF OPTOMETRY & PHYSIOLOGICAL OPTICS”の第55巻第6号(1978年)にジョセフNの論文「近視減少への調節の生物学的フィードバック」がある。更に“BIOFEEDBACK AND SELF-REGULATION”の第6巻第4号(1981年)にジョセフN他の論文「機能的近視を減少させる調節の生物学的フィードバック」がある。ここで機能的近視とは-1.25ジオプターと定義されており、3通り程の実験例が紹介されているものの、ごく限られたものである。

T.N.コーンスイート他の研究では、ほんのりとした点を人工瞳孔を通して見てその調節を自動赤外線視力検定部により測定するものである。調節状態に関するフィードバックは両耳用ヘッドフォンの一方の耳片を用いて行われ、他方の耳片には人為的に可変な音が与えられる。実験者は一方の耳片内の音を人為的に変えるように指示され、フィードバックされた音が設定された音に合致する迄その調節を変える。2名の正視眼実験者が用いられそれぞれが3時間実験を実施する。しかし可聴音合せ手法によつて調節自発制御が一旦学習されたら、フィードバック系が光学的な合せ

方に変つても学習された自発制御は維持される。しかし、正常眼の実験者は焦点を合わせるためにそのまつ毛筋肉を収縮させたり弛緩させたりできるのであるから、これはまつ毛筋肉の自発制御に関する純粹な実験に止まるのである。

本発明者の実験にあつては、実験者の調節は自動赤外線視力検定器により測定される。実験計画は複雑多岐に亘り、-0.25~-1.25の屈折誤差を有する機能的近視の実験者が用いられた。訓練は暗視野内で行われ、検査はコンピューター制御下に行われ、実験者が自分自身の制御で動作できるようにした。即ち各基本期間中は光学的無限量を超えて置かれた緑の固定点が励起されて、実験者がこの光を認めたら反応鍵を押下するようにした。これを8秒間続け、固定光の励起を解き4秒間目を休息させた。固定点が点燈されていない間はヘッドフォンに雑音が流され、コンピューター制御下に動作している視力検定器による基本測定の各分は5サイクルから成立っている。1分以上からなる基本期間に続いてランダムに選ばれた期間の異なる訓練期間がある。例えば8秒間の訓練の後に4秒の休息期間を設けるといった調子である。

訓練期間中は音情報の形でヘッドフォンにフィードバックが掛けられるが、これは実験者の調節状態に直接比例するもので、調節における0.125ジオプターの変化毎に音が50Hz変化する。フィードバック音情報を与えるために、2個の連続した視力検定値の平均をコンピューターで算出する。31.6ミリセカンド毎に1個の検定値が得られ、その平均に比例する音が134ミリセカンドに1回実験者に供される。この実験は、0.75~1.25ジオプター範囲の近視実験者の場合に明らかに0.5ジオプターの近視度減少が認められることを示している。これはシネレン視鋭度変化にすると20/65から20/25に相当する。

ここでも実験者は訓練期間中音フィードバックをなるべく高くするように指示される。以後実験者は1人にされコンピューターが実験作業を自動的に司る。実験中においては実験者の疲労が問題となる。即ちまつ毛筋肉がけいれんして実験者は焼けるような感じを覚える。また測定をするには実験者の瞳孔を大きく開く必要があり、しかも算出のために生ずる134ミリセカンドの時間遅れ

(最初の調節測定とコンピューターによる音の発生との間に遅れ)は長すぎる。加えてコンピューターはジオプターと視力検定器の出力との関係を算出するが、この調整は実験者毎にまた各訓練単位毎に行なわなければならない。実験者と装置との芯合せには、網膜像からのオシロスコープ上の出力を観察をするが、これも時間が掛る。実験はいずれも暗室中で行なわれ、調節収斂反射を破りかつ調節への刺激をなるべく多く除くようにする。即ち自発制御を別とすれば全ての刺激がない条件下で機能近視実験者の調節制御を測定するものである。会得された調節自発制御を刺激のある環境に一般化したり棒影のある環境に応用しようというような試みは一切なされていないのである。また従来の実験ではトラック上に架設された可動スネレン文字(あるいはシュネレン文字)を有するバダルレンズ系を用いて各訓練期間について視力検定器の調整を行なっているが、検査には小さな方形片を用いて線型の単調な調整を行うだけである。

この発明は調節訓練技術の改良に関するものであるが、ここで「調節」とは目の水晶レンズの屈折力を増加あるいは減少させるプロセスを言う。遠いものをはつきりとするには、まつ毛筋肉を弛緩させて屈折力を減らすことが必要であり、近くのものをはつきり見るには屈折力を増やさなければならない。先天性近視や病理的近視とは区別される機能的近視はまつ毛筋肉のけいれんによるものとされている。逆に絶対遠視はまつ毛筋肉を収縮させてレンズの屈折力を増す能力がないことに

関連がある。かくして調節自発制御ができれば目のレンズの屈折力を増したり減らしたりする患者の能力が顕著に向上し、顕著な近視もしくは遠視状態が大幅に減少することになる。

例えば機能的近視の場合には、患者が簡単に調節自発制御を会得しただけでは不充分であつて、そのような自発制御を伸ばす能力が正常な環境にまで一般化されてぼんやりした棒影と調節収斂反射の存在下でも調節自発制御ができるようになることなくしては、受取つたぼんやりした像を修正することはできないのである。これは調節訓練を経験した後で検眼表を読んでも容易に判る。検眼表上に読出せるなものがある限りでは、自発制御が適正に作用して患者は焦点を弛緩させ

て検眼表上の連続した線を読むことができる。しかし検眼表が変えられて第1の線で困難に出会うと、全ての新しいスライドがぼんやりとし出すのである。かわりに、新しい検眼表が容易に読める少なくとも1個の大きな文字を有していると、次のスライドについての患者の進歩は正常に続き、患者は焦点を弛緩して連続する線を読み続ける。かくして、全ての棒影のない環境中での調節自発制御を患者が一旦体得したら、これを棒影のある環境にまで一般化しなければならない。

同様に調節自発制御が効果的であるためには、調節収斂反射として知られている神経反射の存在下でも患者が調節を制御できなければならない。この反射は目の調節の関数として目の相互間の接近間の動きを制御するものである。調節が増加されると、調節収斂反射が働いて目が相互に近づくように転じ、調節が弛緩されると目はもつと平行な関係となり、光学的不定度において正視眼患者は調節と収斂がゼロとなる。従つて視野を改善する調節自発制御を用いる患者にあつては、調節収斂反射のない環境中で自発制御が最も良く学習され、その後調節収斂反射のある条件下に進むことが必要であり、これにより神経反射の存在下でも学習された調節自発制御が有効に作用するのである。

目の調節機構は実に2.047通りもの刺激にさらされるものであり、これらの刺激が調節機構の引金を引くのである。従つていかなる学習された調節自発学習にあつても、そのような刺激の存在下でも有効に作用することが要求される。

以上近視について述べたことは遠視患者にもあてはまるものである。この理由から、視調節訓練システムにあつては、全ての棒影がなく調節収斂反射が破られている状態で患者が調節の制御をできる環境を作ることが、まず第1に肝要である。この環境にあつて自動神経系に入力を積極的に与えることを通してまつ毛筋肉の動作によつて調節を制御することだけが患者にとつて必要となる。この場合の生物学的フィードバックは、これらの入力のうちどれが所望の成果をはたしているかおよび実施されている調節制御の程度を患者が判断する目的で、使われる。患者が実質的な調節自発制御を会得して調節もしくはまつ毛筋肉の弛緩の状態を迅速に所望のレベルにまで制御することが

できるようになるまで、これを続ける。

棒影、調節刺激および調節収斂反射のない条件下で調節制御に熟達したら、訓練は一般化され、これらの因子の存在する環境を与える。しかしこれは徐々に行なう必要がある。上記の因子が全て完全に存在する環境内で患者が調節の自発制御を維持することができるようになったら、学習された自発制御は完全に有用となる。このようなシステムはひとり近視と遠視にとどまらず、その他種々の目障害にも応用することができる。

#### (発明の要旨)

この発明の目的は、目の屈折測定により訓練者(患者)の調節自発制御の結果をリアルタイム方式で訓練者に告知して、その自発制御能力を学習増進させることにある。

このためこの発明の装置は視力検定部とサンプル保持要素と周波数変換要素とサウンドシステムとから構成されるものである。この視力検定部は瞳孔上に網膜像を形成し、網膜像の関数として目の屈折を測定し、目の屈折を示す出力を周期的に数回/秒の速度で出力する。サンプル保持要素はこれらの出力を受取つて、各貯留出力のピークレベルを示す出力を形成し、最後の出力のピークレベルを示す大きさの出力信号を出力する。周波数変換要素はこの出力信号の関数として変化する音情報を形成する。そしてサウンドシステムはこの音情報を受けて可聴情報を形成し、測定中の目の調節状態を即座に示すのである。

この発明によれば、患者の調節を測定するのに赤外線視力検定部が用いられ、そこからの出力を用いて焦点の状態を示す音情報と患者情報とが迅速に形成される。調節自発制御が所定の熟達度になるまで可視情報によつて定められる速度で患者は訓練される。その後、調節への刺激と調節収斂反射と棒影情報とが選択的に導入されて、達成された調節自発制御が通常的环境に一般化され、訓練中の患者の種々の視鋭度上の問題を減らすのに利用される。

#### (実施態様)

第1図にこの発明によつた調節訓練システムの構成の一例を示す。このシステムは大別すると視力検定部1と電子部2とからなるもので、電子処理部2は視力検定部1からの出力に応じて訓練を受ける患者に生物学的フィードバックを掛けると

とともにデータを与え、これにより患者はその進歩の度合を知り、かつ患者と視力検定部1との中継がうまく行っているか否かを知ることができるのである。

5 上記の視力検定部1の構成は基本的には本発明者の先願特許第4162828号(1979年7月31日発明)に開示された視力検定部を改変したものである。しかしその基本的機能および動作態様は実質的にみてこの先願特許のものと同じである。上記の先願特許の視力検定器は応答が迅速であるところから、この発明の実施上特に好ましいが、他の形式の視力検定器を用いてもよい。

視力検定部1は赤外線源3と、第1の光学スリット4と、第2の光学スリット板5と、レンズ6  
15 ~9と、第1の光線スプリッター10と、第2の光線スプリッター11と、視鏡アレイ12と、チューブ13と、センサー14とを有しており、このセンサー14出力が電子処理部2に送られるのである。

20 赤外線源3は、好ましくは市販の高出力赤外線放射ダイオードもしくはダイオードアレイを用いる。典型的なものとしてはヒ化ガリウムであつてその出力が900~940ナノメートルの範囲にありしかも目15の角膜で測定した値が2ワット/cm<sup>2</sup>をこえないものが挙げられる。もつともヒ化ガリウム・アルミニウムやキセノンもしくは水晶アーク灯などを用いてもよい。単一のダイオードを用いるかダイオードアレイを用いるからその伝達特性によつて決まる。いずれにしても赤外線源3の励起はパルス状に行うのがよく、より好ましくはセンサー14と同期してパルス励起される。

30 第1の光学スリット板4は公知のものを適宜用いればよく、例えば1本のスリット10を有した光学板を用いる。このスリット10は、視力検定部1の光学軸A-A'の位置に合わせて形成され、これを透過した後の赤外線がレンズ6を通つた後、第2の光学スリット5のスリット18、19に入るような寸法に構成される。かくしてセンサー14上の像と同様にスリット板4からの出力は網膜像を形成するから、スリット10の長さ  
35 と幅は赤外線源3によつて発生される光によつて決められ、かつ第2のスリット板5のスリット18、19に透過光が入るように決められる。典型的にはその長さは10~20ミリメートル、幅は2~4ミ

リメーターの範囲で変えられる。

前出の先願特許と比べると、ここで使われる赤外線源3と第1のスリット板4照明1にとつて換るものであり、先願特許において鏡2と赤外線フィルター4とが照明する複スリット板9がここで使われる第2のスリット板5に相当するものである。更にここで使われている赤外線源3と第1のスリット板4の組合せを、先願特許におけるタングステン光源、凹面鏡および赤外線フィルターの組合せに、取り替えることも可能である。しかし信頼性および第2のスリット板5の寸法などを考慮に入れると、この発明のような赤外線源3と第1のスリット板4との組合せが有利である。

赤外線源3は光学軸A-A'に沿つて第1のスリット板4の前方10ミリメートル程離間しており、スリット板4はそのスリット16が光学軸A-A'に合致するように設けられる。赤外線源3と第1のスリット板4は、後者の位置でスリット源として機能する。クランプされたファイバー光ケーブルで置換えてもよい。

レンズ6、7には公色の無職二重レンズで例えば上記の先願特許において用いられている濃縮レンズ5、6のようなものを用いる。第1のレンズ6はスリット16からの発散光線を収斂させるもので、そのように収斂させた光線を第2のスリット板5に向けて送り出す。このレンズ6は光学軸A-A'に沿つて第1のスリット板4からは170ミリメートル程度、第2のスリット板5からは77.4ミリメートル程度離間した位置に置かれる。

第2図に示すように第2のスリット板5の2本のスリット18、19は光学軸A-A'について対称に配置され、目15の瞳孔面に焦点される像源として作用する。これは所謂シャイナー原理によるものであつて、平行な光の2本にスリットがマクセベリアン視野において目に照射されるものである。シャイナー原理によれば、平行な光の2本のスリットが瞳孔上に結像されたときには、正視目は光源の単一像（この場合は単一スリット）を生み、これが網膜に焦点されるのである。正視目でないときには、網膜上には一対のスリットが焦点されて、目の屈折に相当する距離を相互間に残す。従つて網膜上に結像されたスリット間の距離は目の屈折を直接示す測定値となり、この発明における視力検定は実にこの点に立脚しているの

である。

この発明においては患者の目を展開させるのに薬物を必要としないことが望まれるので、スリット18、19が目の瞳孔面上に結像されたときに、その像が患者の目の瞳孔径より小さくなるように、スリット18、19を構成する。このように構成しない場合には、薬物を用いて瞳孔を展開させるか、瞳孔径の外側に結ばれたスリット放射光に相当する因子をセンサー14からの屈折率読取值から引いてやるが必要となる。

暗い環境内での患者の瞳孔径は平均して3〜8ミリメートルであるから、スリット18、19は幅を0.4ミリメートル位とし間隔を0.3ミリメートルとして、光学軸A-A'に沿つてのスリット間幅が約1.1ミリメートルとなるようにし、目15の瞳孔に投影されたときにこれが暗い環境で測定された瞳孔寸法の平均値の最低値より小さくなるようにする。同様に各スリット18、19の高さは第2図に示すように1.1ミリメートルとして、暗い環境内での平均瞳孔寸法の低い部分を含むようにする。暗い環境内での平均瞳孔寸法として3〜8ミリメートルを挙げかつ訓練の残りの部分は明るい環境内で行われるとしたが、そのように明るい環境内で瞳孔寸法が減少したからといつて患者を平均値から分離するものではない。更に第1図に示す電子処理部2の再調整はそのような後続の訓練中に必要なら簡単に行えるから、上記したような事柄は大したことではないのである。

第2図に示すスリット18、19に加えて第2のスリット板15には複数の発光ダイオード17が同心円状に設けられている。これらの発光ダイオード17は図示しないスイッチ機構により励起されて虹彩に光軸を結像して患者の目15と図示の装置の芯合せをする。この理由から、複数の発光ダイオード17によつて構成される軸の径はほぼ2.88ミリメートルであり、これを点灯して目15の虹彩に像を現したときには、スリット18、19からの赤外線は自動的に目15の瞳孔面に結ばれる。目の芯合せを行うには患者の頭を動かしてもよいし、装置の方を相対的に動かしてもよい。

このためには挟み板か基部を有してかつ水平および垂直軸に沿つて移動可能な支頭台を用いて装置に対して患者の頭を安定させるとよい。一旦頭

をこの支頭台に載えたら芯が合う迄基部を移動させる。即ち瞳孔が第1図中の光学軸A-A'と一線になるようにする。これに代えて挟み板や支頭台に対して装置の方を動かすようにしてもよい。これは後述するように電子機構によって行われるが、どちらかと言うと時間が掛る。この発明の場合にはまず発光ダイオード17の輪をスイッチオンしてやり、虹彩面に発光ダイオード17の軸が結像される迄挟み板もしくは支頭台を垂直および水平方向に動かしてやる。これをやっておけばスリット18, 19からの光は確実に瞳孔面に結像される。発光ダイオード17は輪状に配列するのが虹彩の形に適合するものに最も好ましいが、そのほかにも楕円形、三角形、正方形もしくは長方形に配列してもよい。

さて以上の作業が終わったら発光ダイオード17を消灯して訓練を始めるか、もしくは更に精密芯合せを行う。発光ダイオードに代えて光学ファイバーなどを用いてもよいことは勿論である。

前記したように第2のスリット板5の位置は、レンズ8によって収斂された赤外線が目15の瞳孔に結像するように、定められる。この理由から、スリット板5はレンズ6の前方77.4ミリメートル位のところに位置させる。またレンズ7はスリット板5の前方85.7ミリメートル位のところに位置させる。しかしこれらの位置をあまり厳密に定める必要はなく、レンズ7の焦点距離に応じて適宜定めればよい。

レンズ7は前記したように無色二重のものを用いる。ここで第1のレンズ6は受けた赤外線を収斂させ、第2のレンズ7は一对のスリット18, 19（それに励起されているときには発光ダイオード17）を患者の目15の瞳孔面に結像させ、レンズ6からの赤外線を芯合せする。以上例示した諸値の場合、レンズ6は光学軸A-A'に沿って目15の瞳孔から238.1ミリメートル離してスリット18, 19がそれぞれ瞳孔面上に結ばれるようにする。

以上から明らかなように、赤外線源3と第1のスリット板4とレンズ6とは第2のスリット板5のスリット18, 19に向う赤外線を収斂させる、もしくは発散を減らすように作用するものである。従つてスリット18, 19からの芯合せされた赤外線はレンズ7によって目15の瞳孔面に

結像され、レンズ6からの赤外線が芯合せされるものである。瞳孔の中心はかくして光学軸A-A'と一線となる。かくしてシャイナー原理が適用せられ、マクスベリアン視野の平行光の2本のスリットが瞳孔を介して目に投影され、網膜上に結像されるのである。一例を上げるとレンズ6は63ミリメートルの焦点距離を有し、レンズ7（凸レンズでよい）も63ミリメートルの焦点距離を有している。一对のスリット18, 19は前記したように約0.3ミリメートルの間隔を有しており、幅は0.4ミリメートル、高さは約1.1ミリメートルであつて、これにより薬物の助けを借りなくとも芯合せされた赤外線が確実に瞳孔に入る。同じく第2図に示すように発光ダイオード17の輪は約2.88ミリメートルの直径を有して容易に虹彩上に結像される。

視力検定部1は派生部分として視鋭アレイ12とレンズ9と第1の光線スプリッター10とを有している。光線スプリッター10には公知のものを用いればよく、光学軸A-A'に沿つてきたレンズ7からの光を目15の瞳孔面と網膜上に結像させる作用をする。加えて光学軸C-C'に沿つてのレンズ9からの光は光学軸A-A'に沿つて進められて追加の光を結像に用いられる。この場合には目15の網膜上にぼんやりとした棒状の結像となる。即ち第1の光線スプリッター10は選択的に発生された情報情報を瞳孔上に投影されたスリット18, 19の結像と網膜上に投影されたスリット16に重ねさせる動きをするものである。

レンズ9には無色二重の濃縮レンズを用いるのがよく、その焦点距離は、レンズ9から光学軸C-C'に沿つて第1の光線スプリッター10に向けかつ光線スプリッター10から光線軸A-A'に沿つて目の瞳孔面に向けて測つたときに、レンズから目の瞳孔面迄の距離に等しくなければならない。このような構成をすることにより、レンズ9に掛つた像光が目15の網膜に確実に投影される。光学軸A-A'に沿つて測つたとき第1の光線スプリッター10が目の瞳孔面から170ミリメートル離れていると仮定すると、光学軸C-C'に沿つてレンズ9は第1の光線スプリッター10から40ミリメートル離れているか、80ミリメートルの光学距離にある。

この発明の例では4本のぼんやりとした棒影が



15

目の網膜上に選択的に投影され、レンズ9は+4ジオプターでバダル視力検定システムを構成する。しかし棒影を3本だけないしは持たないときには+3ないしは+5ジオプターレンズを用いてもよい。

レンズ9に印加される光は視鋭孔アレイ12により発生される。この視鋭アレイ12はバダル視力検定機の結像部を構成している。レンズ9と目15の基礎面との間の結像距離は250ミリメートルで、かつ視鋭アレイから目15の網膜上に光を投影するのに4ジオプターのレンズが用いられているからして、レンズ9の後方62.5ミリメートルにおかれている的を患者がはつきりと視認するには3ジオプターの焦点力を必要とする。同様にレンズの後方125ミリメートルに置かれた的の場合には2ジオプターの焦点力を、187.5ミリメートルの場合には1ジオプターの焦点力を、それぞれ必要とする。またレンズ9の後方250ミリメートルに置かれた場合には0ジオプターの焦点力を必要とする。

従つてもし患者が近視であると仮定すると、3もしくは2ジオプターの焦点力を必要とする的の網膜状に結ばれたものをはつきりと見ることが出来る。しかし1もしくは0ジオプターの焦点力を必要とする的になると、患者はもつとまつげの筋肉を弛緩させる必要がある。従つて3、2、1もしくは0ジオプターの焦点力を必要とする像を視鋭アレイ12によつて網膜上に焦点すべく印加することにより、スリット光に棒影が重ねられる。従つて後続の訓練サイクルにおいて、調節収縮反射に棒影や刺激が全くない暗い環境中で学習された調節の自発的制御をまつげ筋肉のより多くの弛緩を必要とする棒影を有した環境にもふえんすることができる。

視鋭アレイ12は軌道上を移動できる的に構成することができ、このようにすることにより網膜に棒影情報を選択的に投影するために62.5、125、187.5および250ミリメートルの距離をとることができる。しかし第3図に示すような構造とするのが望ましい。

第3図に視鋭アレイ12の構造の一例を示す。即ち、ガラスもしくはプラスチックの透明な蓋20を有した光学箱内に高さの異なる4本の柱体21～24が収容されており、これらの柱体はスネ

16

ン文字を有した頂部25～28を有しており、これらの頂部とレンズ9との間には一定距離が置かれるような関係になつてゐる。即ちレンズ9に対して頂部25は62.5ミリメートル、頂部26は125ミリメートル、頂部27は187.5ミリメートルそして頂部28は250ミリメートルの距離を置いてゐる。

各頂部25～28は不透明材料から形成されており、その上の透明な材料に黒調のスネン文字が印されている。各柱体中には図示しない発光ダイオードが設けられており、これが第1図中に示す選択回路30中のスイッチ機構によつて選択的に点灯される。スネン文字に発光性を持たせてもよい。従つて選択回路30が動作すると柱体21～24中の的に内のどれかが点灯される。この結果スネン文字を伴つた像光が網膜の適当な区域に投影される。

かくして、習得された自発調節が棒影情報の存在下で実行されるべき点まで訓練が続けられたとオペレーターが判断したときにはいつでも、柱体21～24のいずれかのスネン文字情報が網膜に選択的に投影される。患者がもし近視なら、オペレーターはまず柱体21から始め、柱体24の方へとぼやつとした情報を増やしてゆく。遠視の患者に対してはこの逆に行なう。

図には示してはないが、第1図の訓練システムを設けた室には加減抵抗器などの調光制御器を備えた証明システムが設けられており、これにより訓練者は室内の明るさを選択的かつ周期的に増して、患者の調節収縮反射と調節に対する種々の刺激を訓練が続くかぎり保持する。かくして使用された赤外線の影響の故に瞳孔面上に結像された像スリット光を患者が識別できなくとも、患者が識別できるぼんやりした棒影情報が網膜状に投影されて患者が感知するものの一部となる。加えてこれとは独立に、周りりの明るさを上げて調節収縮反射と調節への種々の刺激を訓練作業中保持することもできる。

再び第1図に戻つて、目15の瞳孔面上に2本の赤外線スリットがマクスベリアン視野で焦点される結果、単一スリットのスリット板4が網膜状に結像返しされる。患者の目が正視眼で全く調節作用を持っていないときには、シャイナー原理によつて光の1本のスリットが網膜上に形成される

だろう。しかし目が非正視眼であるときは、1対のスリットが網膜上に形成され、その間隔は目の中の屈折誤差に相当する。かくして近視状態には網膜の前に1本のスリットの像が結ばれ、この結果近視の程度に応じて2本のスリットに相当する網膜像が形成される。遠視状態のときにはこれと逆に、スリットの1個の像が網膜の後方に形成される。この理由から2本のスリットが網膜上に形成される。

網膜上に2本のスリット像がある場合にはいずれも、その間の間隔は目の屈折の測定値に相当し、これは修正に必要な適宜な処方せんに書換えることができる。この測定はただ1本の子午線に沿って行われる。平行な光の1本のスリットがそれを通して投影された目の瞳孔面上に1対のスリットが結像されたことに反応して、網膜像が形成され、これが目が正視眼で調節がない場合には1本のスリットに、目が非正視眼で屈折に変化を生じる場合には2本のスリットに、それぞれ相当するのである。

いずれにせよ形成された像は第2の光線スプリッター11に戻り反射される。この光線スプリッター11は公知のもので、レンズ7からの光を通して目15の瞳孔と網膜に結像させるとともに、目から戻り反射された像光はこれによつてレンズ8の方に伝達される。このスプリッター11は光学軸A-A'に沿つて瞳孔から約132ミリメートル離間している。

レンズ8には無色二重の濃縮レンズが用いられ、網膜像をセンサー14上に結ばせる。レンズ8は角膜および水晶体反射を回避する距離に置かれ、例えば88ミリメートルの焦点距離を有している。レンズ8は光学軸A-A'の上方44ミリメートル位のところに起きその中心軸が光学軸A-A'およびスプリッター11との交叉点を指向するようにする。かくしてスプリッター11からの網膜像はチューブ13を通つてセンサー14に至る。

チューブ13には不透明な円管を用いるとよく、疑似光がレンズ8からセンサー14に向う網膜像光に混じるのを予防する。このチューブ13の直径は、レンズ8の構造物をその内に収容し、しかもその長さはレンズ8の焦点距離より大きくとる。このようにすることにその中に網膜像に結

合が起きるようにセンサー14を末端に設けることができる。この方法により網膜像の区別できる範囲が遠視状態を表わし、第2の区別できる範囲が近視状態を表わすのである。即ちチューブ13の本来の機能は、レンズ8を通して伝達された網膜像光を周囲の光から隔離してセンサー14の感度を上げその出力の信号対雑音比を改善することにあるがチューブ13の長さでレンズ8の焦点距離とがセンサー14に投じられる像光に性質を決定する。

例えばチューブ13の長さをレンズ8の焦点距離と等しくすると、目15において形成された網膜像に直接相当するような形で直接センサー面に網膜像が形成される。しかしこれは非正視な目の場合には遠視もしくは近視状態が測定されたか否かを表示するものではない。例えば正視な目で調節が全くない場合には、前記したようにスリットの1本の像が網膜上に形成され、光学軸B-B'上でスリット網膜像の1本の像がセンサーに形成されることになる。しかし2本のスリットが網膜像を形成する非正視状態の場合には、スリット間の距離は遠視もしくは近視状態があると否とに拘らず必要とされる修正に比例する。かくして、仮にチューブ13の長さがレンズ8の焦点距離に等しくとも、1対のスリット間の距離は目の屈折のひとつの測定値とはなつても、遠視もしくは近視状態ははつきり并表示されないのである。しかし、近視状態の場合には発散光が網膜像を形成し、対に遠視状態の場合には発散の少ない光が網膜像を形成する。即ちチューブ13の長さがレンズ8の焦点距離より小さかつたり大きかつたりした場合には、近視もしくは遠視状態の像に伴う光の特性的な発散もしくは収斂状態を用いて状態を識別できることになる。チューブ13の長さがレンズ8の焦点距離より小さいと、近視状態の故に網膜上に形成された1対のスリットの発散性からそれに伴う像はセンサー14面上の区域E-E'内に入る。逆に遠視状態の場合の1対のスリットに伴う像はこの区域E-E'の外側に落ちることになる。

ここではチューブ13の長さをレンズ8の焦点距離より大きくとつて対をなす像がセンサー14の面に形成されるようにしている。この状態のとき、遠視状態から困つてくる。1対のスリット1

8, 19に伴う像光は範囲E-E'内に落ち、近視状態から困ってくる1対のスリットに伴う像光はセンサーの面において範囲E-E'の外側に落ちる。

これを第4図を見ると明らかである。ここでは調節の近視、正視、および遠視状態がセンサー14の面上に結像されている。図中、センサー14はレンズ8の焦点距離より大きくレンズ8から離間している。

第4図において、レンズ8の実際の焦点距離は点線F-F'で示されている。正視眼からの像情報に相当する光は線31, 32で示されており、これらは軸F-F'に収斂している。しかしチューブ13があるためセンサー14はレンズ8から離れているから、目の瞳孔における像情報に相当する1対のスリットの形での光はセンサー14の面上には軸E-E'の位置で結像される。遠視の場合には像光の収斂性の故に、網膜からの像光(光線スプリッター11かた供給されてレンズ8に向う)は線33, 34で示すように屈折して軸F-F'の後方に像を形成する。この光は正視眼のための範囲E-E'内においてセンサー14の面上に結像される。逆に近視眼の網膜からの像光はレンズ8によつて屈折されて線35, 36のようになり、近視用の位置でセンサー14上に結像される。これらの位置はセンサー14上でかつ正視眼用の範囲E-E'の外側である。即ちセンサー14を離して設けたことにより、センサー14の面上の像情報の位置によつて示される目の屈折のみならず、それらの像情報の位置が範囲E-E'の内側にあるか外側にあるかということにより、状態の性質が定められる。

この範囲E-E'はチューブ13の長さでレンズ8の焦点距離との関係に対応して変化する。好ましき一例を挙げるとレンズ8の焦点距離が88ミリメートルのときチューブ13の長さを105ミリメートルにする。チューブ13のによつて形成される対の像の長さはレンズ8の焦点距離より大きな方がよい。これは光学的包みこみが行われて、光からくるセンサーの汚れが瞳孔に結ばれることをより容易に避けることができるからである。しかし、レンズ8の焦点距離以下の長さのチューブを用いてることもできない訳ではない。

センサー14としては好ましくは線型に接続さ

れたもの、例えばレチコンRL512C型フォトダイオードアレイをレチコンRC400型のクロックおよびカウンター回路と接続したものを用いる。即ちある度合いに相当する像光を受けて予め選択された走査速度で複数の電圧出力を与える。一例を挙げるとセンサー14は512個のシリコン・フォトダイオードを2個のミルセンサーに架設して形成する。各ダイオードにはコンデンサーが付設されており、これにフォト電流を蓄積する。更に複数スイッチ(MOSトランジスタ)が設けられていて蓄積シフトレジスター走査回路を介して周期的な読出しを行なう。

かくしてセンサー14は定められた狭い帯域に亘つての光度について光スキャナーとして動作するものである。市販の機器から容易に構成する便宜上このような光スキャナーの接続された様式での動作が好ましいが、他の型式のセンサーを用いてもよい。しかしいずれにしてもその長さ沿つて多数の区別できる出力が得られることが必要でこれにより印加された光度の点から点への表示に相当する出力電圧が得られなければならない。

チャージ接続されたアレイの形でのセンサー14の全長はほぼ1/2インチである。これを用いて30ミリ秒に一回走査を行つて、0~4ボルトDCの出力を与える。またそれぞれに512のフォトダイオードを用いる。レチコンモデルRC400型マザーボードおよびモデルRC402型駆動増幅器ボードを用いて、パルスモードで作動される赤外線源3のためにクロックを発生してもよい。

センサー14上に結ばれた網膜像は512個のダイオードによつて変換され、1回の走行は30ミリ秒で行われ、印加された光の強度に相当して異なる出力がそれぞれのフォトダイオードによつて発生される。従つて導線38に与えられたセンサー14の出力は測定された目の屈折に直接関連する網膜像のガウスエネルギー分布の形をとる。

上記した線型チャージ対アレイを用いると、目の屈折の直接の読みが得られるので有利である。更に信号対雑音比が大きいので得られたガウスエネルギー分布が非常に精密である。正視眼の場合にはスコープで見るとセンサーの出力は第4図の範囲E-E'で示す位置間でベル形の曲線となる。近視眼の場合には、曲線は若干平たくなつて近視眼用に位置間に広がる。遠視眼の場合には曲線は

もつと鋭くかつ狭くなる。いずれの形もスコープ上で容易に識別できる。

以上512個のフォトダイオードを具えた線型チャージ対アレイについて述べたが、128あるいは1024個具えたようなものにも使うことはでき、い  
5 ずれにしてもアレイの大きさはスリット18、19の間隔とレンズ8からのセンサー14の距離によつて定まってくる。遠視の-5ジオプターから近視の+15ジオプター迄の20ジオプター帯域に対しては好ましくは制約ファクターは0.01ジオプター  
10 にとる。結ばれた網膜反射からセンサーの到達する光の量によつてセンサーの感度が決ってくる。

患者の瞳孔寸法がスリット光がその上に完全には結ばれないようなものである場合には、出力の強度の若干の低下が起き、調整が必要となる。し  
15 かし、これは線型は偏倚となるであろうから、適当な定数を加算することによりこの調整は簡単に行える。更に、センサー14の走査速度については30ミリメートルを挙げたが、これに限定されるものではない。しかし訓練という目的のためには、調節の変更状態については迅速な情報を患者に提供し、かつ表示することが重要である。従つて、感知速度の比較的高いしかも感度の鋭い視力  
20 検定部を構成することが肝要である。この発明の例では目の焦点を1秒に33回測定し、視力検定部は0.01ジオプターの感度を示すのである。

同じく線型のアレイについて例示したが、二方向アレイもしくはマトリックスセンサーを用いて網膜上に円形もしくは方形の像を結んでやつても、目の屈折の測定値を与えることはできる。これは動的な乱視の場合によいであろう。

センサー14の出力は導線38を介して電子処理部2に送られる。電子処理部2は増幅器40と、CRT41とサンプル保持ネットワーク42とデジタル表示器44と、音発生器45とサウンドシステム46、47とを有している。

増幅器40はセンサー14の出力のゲインを挙げて0～5ボルトD.Cで導線48上に出力する。一例としてテキサスインスツルメンツ社のモデル741型増幅器などを用いる。

増幅器40の出力は第1の導線49を介してCRT41に、第2の導線50を介して保持ネットワーク42に送られる。CRT41には適宜市販のものを用いればよく、センサー14が感知し

た網膜像の分布出力を表示する働きをする。またこのCRT41は患者の目15の芯合せの変更にも利用できる。このCRT41にはオシロスコープを用いると有利であつて、走査速度を適宜選択することによりセンサー14の出力を精密に収容  
5 することができる。またこれは電圧によつて容易に調整できるので、センサー14から読取られた各ガウス分布のピークを容易に確認することができる。CRT41を用いて目の芯合せをするには、目15を視力検定部1に対置させればよい。その後  
10 はつきりしたピークが出る迄目の垂直および水平位置を調整すればよい。このピークの高さが芯合せが完了したことを表示しているのである。爾後、CRT41は練習者のための観察装置として機能し、患者が調節を自己制御するための方法が定められるのである。

サンプル保持ネットワーク42も適宜市販のものを  
15 用いればよく、センサー14の主力を受けて次の出力が発生する迄そのピーク値を保持する働きをする。これは訓練される患者にその調節状態を表示する連続音情報与えるために必要なのである。患者にフィードバックされる音情報が間欠的になるのを避けるため、サンプル保持ネットワーク42を用いて、後続のサンプル値が得られる時刻迄、センサー14の増幅された出力に相当する  
20 前の電圧レベルを採集保持するのである。ここでは抵抗器と抵抗器とアースとの間に介装されたコンデンサーを連続接続になる積分器からなる採集保持器42が用いられているものとする。この場合、RC時定数はセンサー14の走査速度に基づ  
25 いている。この積分器の出力側は他の増幅段に接続してもよく、これにより信号の劣化を防ぐことができる。採集保持ネットワーク42の出力は導線52、53を介してデジタル表示器44と音発生器45に送られる。

デジタル表示器44には市販のデジタル電圧計あるいはデジタルパネル計を用いればよく、ジオ  
30 びターを表示するように調整されている。センサー14の増幅された出力電圧値とジオプターに関しては線型の関係があることが知られている。従つてゼロ調整と傾斜調整を有したデジタル電圧計ならジオプターを直接読めるように簡単に調整できる。この点に関して、ゼロ調整は患者の瞳孔がこれに結ばれたスリット情報より大きいという正

常なケースについてのジョブターを読めるように電圧計と調整し得るものでなければならない。一旦このような調整が為されたら、それで全ての患者に対して有効である。傾斜調整は瞳孔寸法が投影されたスリット光より小さいような患者についてのみ必要である。この場合傾斜の修正が必要となる。デジタル表示器は少なくとも高さ1/2インチの数を有するのが好ましく、かつ士のついた数字を少なくとも4個有するのが好ましい。加えて、デジタル表示器は出力情報をチャートレコーダーなどに与えるためのジャックを有する必要がある、これにより患者の進歩についてのリアルタイムな履歴記録が形成される。加えて、小型のコンピューターなどを用いて患者記録を維持するようにしてもよいし、デジタル計に代えてアナログ計を用いてもよい。

音発生器45には公知のものを用いればよく、導線53を介して供給された電圧をその大きさの関数である周波数に変換する。従って電圧制御オシレーター、複雑々音発生器チップなどを増幅付であるいは増幅なしでこれに用いる。一例を挙げるとBK精密3010型機能発生器を1Kスケールセットで0.1~10Hzに使用する。医療テストの結果によると、出力音の周波数が100~10000Hzの範囲に保たれると訓練結果が改善される。しかしこの広い範囲内にいくつかの小帯域を定めて、これを選択的に用いて患者に合わせてやるのがよい。人間の聴覚は700~2000Hzの音に対して最も鋭敏である。

音発生器45の出力側はスイッチ54を介してサウンドシステム46、47に接続されている。このサウンドシステム46は普通のスピーカーであり、サウンドシステム47はヘッドフォンである。スイッチ54は普通の形式のものであつて、スピーカーとヘッドフォンの切変えを患者の好みに合わせて行なう。訓練者はデジタル表示器44に表示されたものに応じて患者の進歩を検査する。

第1図に示すシステムは図示しない動力源によって駆動されるものであつて、患者はシステムに対してその目が第1図に示すように身を置く。近視もしくは遠視状態の訓練目的のためには、その状態が両目に起る限りはその度合いは異つても目がどうであるかは問題とならない。これはいずれ

の場合であつても学習された調節に関する自発制御は同じに動くようだからである。しかし近視非正視眼の場合には、もつと近視の目をまず訓練する方がよい。

5 患者のシステムへの対置は挟み台もしくは支台を用いて行う。これらの用具は垂直および水平方向に移動でき、これにより瞳孔の光学軸A-A'への芯合せを容易に行うことができる。逆に視力検定部の方を患者に対して移動可能に構成してもよい。この場合には第2図に示すように同心円状に並べた発光ダイオード17を励起して、その輪陰が瞳孔に対して円心円状になるように紅採上に結ばれる迄、患者が頭を上下左右に動かす。これにより芯合せは完了し、スイッチにより発光ダイオード17の励起を解く。この際にはCRC41によつて芯合せの成否をチェックするものがよく、適当なピークがCRT41上に現れたら芯合せが成功したことになる。

赤外線源3とセンサー14と電子処理部2とが励起されると、患者は赤外線源3の鈍い赤輝光を感じ、サウンドシステム46、47が発する音情報を耳にする。赤外線源3がスペクトルを通して患者に達するので、このような鈍い赤輝光が生じるのである。しかし患者はまだ真の像光は感知せず、瞳孔上に結ばれたスリット18、19の情報にも気づいていない。ここで周囲の室内の証明は訓練がまず暗い環境内で始まるように制御されて、これにより調節収斂および調節への全ての刺激が除かれる。このような初期条件下で、患者が自発制御を行う結果目15の調節が行われる。一旦自発制御がなされて患者により適正に操作されると、周囲の室内の照明レベルはゆつくりと上げられ、ぼんやりした棒影情報が周期的に与えられ、この結果学習された自発制御が正常な環境に一般化される。しかしまず最初に、通常目の調節に影響する複雑な要因は全て除かれ、患者は自発制御の発展に集中することができるのである。

赤外線源3はパルスモードで作動させてもよく、その場合の速さはセンサー14と同じく30ミリ秒位にする。そしてその光エネルギーはスリット16を満たすようにして第1のスリット板4に送られる。かくして発散された光は第1のレンズ8に至り、ここで収斂あるいは発散を減らされてスリット18、19を具えた第2のスリット

25

ト板5に送られる。これらのスリット板18, 19からの光は第2のレンズ7に送られ、光線スプリッター10, 11によつて結ばれて目15の瞳孔面に結ばれ、レンズ6からの光はレンズ7によつて視準される。スリット18, 19は光が瞳孔内に入るように構成されている。瞳孔上に結ばれたスリット情報は患者には感知されず、その強度は1センチメートル平方当り約4マイクロワットであつた。

瞳孔上に結像されたスリット18, 19からの光は網膜上に第1のスリット板4の像を形成し、これが目15の屈折の関数となる。かくしてシャイナー原理の従い、目が正視眼で調節が行われな  
いときには光学軸A-A'の網膜上に1本のスリットが形成される。非正視眼の場合には網膜上に1対のスリットが形成され、その間隔が必要とされる。修正に比例し、かつ、目の調節の現状を示している。

形成された網膜像に相当する光は第2の光線スプリッター目によつてレンズ8に印加され、チューブ13を通つてセンサー14の面に至る。センサー14はチューブの末端に設けられているから、対の網膜像が第4図に示すようにセンサー14の面に形成される。従つて、センサー14を末端設けたことは正視状態に因るスリット情報の位置に対する非正視状態に因るスリット情報の位置は左右しないが、1対のスリットからなる網膜像の収斂および発散光は容易に識別されるのである。かくして遠視状態に伴う収斂光は範囲E-E'内に入り、近視状態に伴う発散性の網膜情報は範囲E-E'の外側に落ちるのである。

レンズ8によつてセンサー14の面上に置かれた像光は512個のフォトダイオードのそれぞれにフォト電流を出力し、これが受取つた光度に比例するのである。即ち付設されたコンデンサーがこれに比例して充電されることになる。このコンデンサーは30ミリセカンド毎に読出され、0~4ボルトDCの範囲で512個の一連の電圧パルスが導線38に送り出されて30ミリセカンド間隔で調節を示すガウスエネルギー分布を形成するものである。

かくしてセンサー14の出力は網膜像のガウスエネルギー分布に相当し、その最大電圧がスリット像情報の中央位置に相当し、その光軸B-

26

B'に対しての偏倚が目の調節あるいは屈折、更には必要な修正に相当するのである。センサー14の出力は導線38を介して増幅器に送られここで得られる出力が0~5ボルトD, Cの範囲で変化するようにゲインが掛けられる。この出力は導線48, 49を介してCRT41に送られる。

このCRT41の走査を適切に設定すると、センサー14から出力されるガウスエネルギー分布がこれに表示され、そのピーク値と分布の幅とが患者の目の調節と屈折とを示しているのである。分布の幅は現在の状態を示している。

第4図から判るように、例えば遠視の場合には狭い曲線が最大の電圧ピークを有して表示される。正視状態の場合には、小さなピークを有したより広い曲線が表示される。同様に、近視状態の場合には、小さなピークを有した広幅の曲線が表示される、更に正視値のいずれかのに表示された電圧のピークにおける差は現在の調節の度合いを示し、正視眼の場合の幅からの個々の状態の場合の幅は偏倚はその状態の性質を示している。

患者の瞳孔と光学軸A-A'との芯合せが関与する限りでは、患者が適切に芯合せされているときには、センサー14のガウスエネルギー分布に相当する値のくつきりしたピークを有した曲線がCRT41上に表示される。かくして迅速に患者とシステムとの芯合せが達成される。しかし、まず複数の発光ダイオード17を有したシステムに患者を芯合せさせるのが望ましく、しかるに後にCRTをチェックして問題となつている目のための最大ピーク状態を確認するのがよい。

増幅器40の出力は導線48, 50を介してサンプル保持ネットワーク42にも送られる。このネットワークは印加された電圧を採集するとともにこれを新たな電圧が印加されるまで保持する。このネットワーク42の時定数はセンサー14の走行速度に適宜関連づけられており、各走査についてネットワーク42の出力電圧状態が導線38上の出力のピーク値に相当するようになっていく。この値は次の走査による電圧ピークが与えられるまで保持される。

これにより患者への生物学フィードバックが間欠的でなくなり、音における変化のみが目15の調節の変化のみに関連づけられるのである。これにより調節を変化させようとしている患者が生物

学的にフィードバックされた音響に頼ってその目的が達げられたか否かを確認できるのであるから、上記したような特徴は極めて重要である。

特に近視患者の場合には、患者は近視状態に伴う調節から正視状態に伴う調節に減少させようと試みる。これにはそれに伴う音変化によることになる。従って音響情報が与えられるということが最も重要であり、この音響情報は採集保持ネットワーク42の出力から得られ、かつ調節における変化のみを反映するが、測定の間隔は示さない。更に、調節に関する情報が即座に与えられるということも非常に重要で、この理由から調節が1秒に33回も測定されるのである。

サンプル保持ネットワーク42の出力は導線52を介してデジタル表示器44にも送られる。この表示器44にはデジタルパネル計もしくは電圧計が用いられる、ジオブターを表示するように調整されている。表示器の文字はほぼ1/2インチ位であつて土記号のついた4桁表示が好ましい。ジオブターはセンサーの出力電圧に線型の関係を有しているから、ジオブターでデジタル表示器44を調整すれば調節がゼロである正視状態に対してゼロの表示を与えることにより得られるスリット情報を受けることのできる瞳孔寸法を有した患者全てに適用できる。その後近視の読みがジオブターで与えられこれは負の値となるが、遠視の場合は正の数が表示される。

結ばれたスリット情報の全てを受入れるには小さすぎる瞳孔の患者には傾斜調整が必要となる。表示器44にある出力は更にチャートレコーダーにも与えて30ミリ秒毎に測定を記録するようにするとよい。かくして訓練者は訓練中の患者について周期的な記録を得ることがせきる。

サンプル保持ネットワーク42の出力は導線52、53を介して音発生器45に送られここで入力された電圧の大きさの関数の形で変化する周波数を有した出力が形成される。訓練中の患者が近視状態の調節から正視状態にそしてそこから更に遠視状態にと増加させたとき導線53を介して音発生器45に印加される電圧は増加する。従つていかなる関係にせよ音発生器45が増加する電圧に伴つた増加した周波数の出力を出せば、音発生器45の発する音の周波数が増加する。

音発生器45の出力例はスイッチ54によりス

ピーカー46もしくはヘッドフォン47に選択的に接続される。いずれにしても音情報が連続的に与えられて測定中の目15の調節状態を反映する。かくして近視の患者が検査されているときは、調節の自発制御が行われれば生物学的フィードバック情報の音が上る。すると患者は即座に音を押し上げるように努力する。

訓練中のある時点、好ましくは暗い環境中指令された度合に迄患者が調節の自発制御をやつた後で、訓練者は視鋭アレイ12を選択的に励起する。これには選択回路30のいずれかのスイッチを操作していずれかの柱体21~24上のLED(発光ダイオード)もしくはLCD(液晶表示器)を励起してやればよい。すると励起された柱体上のシュネレン文字がバダル原理によつてレンズ9とスプリッター10を介して網膜面上に投影される。これを患者が識別するものである。

近視患者の訓練においては、柱体21をまず励起すると、患者は目の中のシュネレン文字を視て音を上げようと努める。4ジオブターから出発したとすると、文字がまずぼんやりと現れるから、患者はまつげの筋力を緩止しようとする傾向を克服しなければならない。しかも音を上げようと努めるから文字ははつきりとしてくれる。これは患者の調節の自発制御が確立されるまで続けられる。

すると訓練者は室内の証明を上げて調節の自発制御が現われるまで調節収斂反射の一部を回復させる。これはぼんやりした的があつてもなくてもできるが、はじめはこれを交互に行い、その後組合せて調節の自発制御の全てが学習されるようにする方がよい。

その後、次の柱体22によるぼんやりした的に移り、同じような手順がくり返される。これは全てのぼんやりした的について、患者がこれ以上進歩できないところまでくり返される。訓練目標はいくつかの度合の例えば近視について設定されなければならない。

もし患者が当初4ジオブターより下の修正を有している場合には、訓練の到達点は20/20ビジョンへの修正となる。しかし当初の状態が4~10ジオブターであれば、眼鏡などの使用を通してのパートタイム制の状態改良が到達点となる。当初に10ジオブターを越える修正が要求された場合に



は、処方せんの減少が到達点となる。しかしこれらの到達点は患者のやる期の有無、時間的な制約の有無、健康状態、弛緩技術の経験度、視野条件および視覚上の考慮などによって左右されるものである。そのほかにも、ヨガなどの弛緩技術を含めた家庭における訓練の影響が大きい。これらの要因および到達点のいかんによって訓練の全回数は左右される。

患者がまず最初に訓練に入つたときは、その視覚のテストが行なわれ、その結果が患者に報らされる。次いで結像の内容、システムによる制御の内容などが説明される。患者が近視なら、焦点筋力のけいれんによるこのであることが示され、遠視ならば焦点筋力を収縮させる能力に欠けていることが示される。

いずれにしてもぼんやりした像が与えられ、一部の人はまゆの筋力を制御することによりこれを修正することができるが、多くの人はこれができない。できない人には修正レンズが与えられて、これが一時的にぼんやりさを除くが、やはりぼんやりさが戻つてより強い眼鏡が必要となる。近視の場合には特にこうなり易く、従つて近視の場合には物がぼんやりと見えるから患者が過焦点しようとして反応し、これがぼんやりした状態を尚更悪くするのだということが患者に説明される。また近視にならない人達は物がぼんやりと見えたときにはその焦点を弛緩させることができ、このような弛緩によって物をはつきり見ることができるのだと説明される。これに伴い眼鏡を掛け始めたときにどんなことが起きたかを患者に思い出してもらう。

次にシステムを患者に見せて、訓練をまず暗視界で行つて調節収斂と調節への刺激を全てとり除くことが説明される。患者をシステムに対置させたときには、何ら対象が感取されず従つてぼんやりした棒影情報が全くないことが説明される。そしてこの訓練はまつ毛の筋力の弛緩を達成させて調節を自発制御できるように学習させるものであることが説明される。一旦学習されたその患者は自発制御により当初ぼんやりしていたものがはつきりと見えるようになるのである。

更に目の焦点測定が1秒当り33回行われること、そして毎回焦点に比例した音が発生されることが説明され、必要なら音の範囲を実聴させる。

そして患者が最も鋭敏に感じた下位範囲を選ばせ、その音がぼんやりした状態に対する指令反応として作用すること説明され、音の周波数あるいは間隔に注意することによりぼんやりした状態に対する適切な反応を学習できることが説明される。

近視患者の場合には、音が低いことは目が過焦点していること、目的はなるべく音の周波数を上げてやることにすると説明してやる。音が全く高いときには、まつ毛の筋力が弛緩されたことを示しており、近視の度合いが低減される。

システムによる神経制御は両目について同じだから訓練は一方の目についてだけ行われる。即ち片目に眼帯を掛けてもよい。次いで患者を机の一端に座らせ視力検定部の光学チューブを見おろさせる。次いで患者は頭を挟み台もしくは支台にのせ、訓練者が手伝つて芯合せをする。

ここで瞳孔中心が光学軸A-A'に芯合せされ、スリットからの像光が瞳孔面に結像される。これには発光ダイオード17を用いる。そしてシステムもしくは頭を上下左右に動かして、発光ダイオード17の輪が瞳孔と同心円状に紅絳上に結像されるようにする。この芯合せの確認にはCRT 41を見て適当な電圧レベルのピークの有無を確認する。そのようなピークが認められないときは更に位置調整を続ける。この芯合せは患者をシステムに対置させる毎に行うもので、発光ダイオードを用いたことによりこの作業は迅速に行える。ある患者について最初の訓練だとすると、音を高くするように患者は助言される。ほぼ20秒後、患者は席を退つて焦点弛緩の成否を質問される。この間訓練者はCRT 41とデジタル表示器44に注目している。

患者が焦点弛緩ができたなら、約15秒の休憩を問において15秒間の訓練をくり返し、患者が目の中に焼けるような間隔を持つたか訓練者がそうと判断した時点でやめさせる。この焼けるような間隔とはまつ毛の筋力がけいれんを起したことに因るもので、これがあまり続けて起きたら訓練を中断しなければならない旨を患者に忠告しておく。これが起きたら患者に目を閉じさせて数分間休息させる。訓練者がCRT 41中に2個の連続したレベルを認めたときには、やつぱり患者に目を閉じて休息させる。



第1回目の訓練中に患者が焦点弛緩に成功しなかったとき、目をもつと広く開けて音を上げさせるようにする。加えて、何物かを意識的に変えたりその視野内にある何物にも焦点を合わせようと試みないように患者に注意する。音の周波数を上げることにいくらかでも成功したら、患者をほぼ30秒位休憩させる。

患者が訓練者の助けなしに音の周波数を上げることができるような状態になったら、ほぼ20分位訓練を続ける。この間通常の患者なら目の中に2回の感覚を持つ。第1のそれは焼けるような感覚で過焦点に因るまつ毛筋力のけいれんからくるもので、患者にはこれを除くように指示される。第2のそれは展開するような感覚でまつ毛の筋肉が弛緩することによるもので、訓練に含まれていなくても患者にはこの感覚を持つようにと指示される。

これらの2通りの感覚を感知する状態に達すると、デジタル表示器44もしくはCRT41の読みが減ったことから患者がつかれたと訓練者が判断するまで、目の開閉についての訓練者による口述指示なしに患者に訓練をやらせる。この状態全んど患者が10分間程度休憩なしに訓練を続けることができ、その後10分間程の休憩が与えられ、更に10分程再開する。患者ができるならば第1回目につづいて更に1時間の訓練が行われる。

第1回目完了するとその進歩の程度が患者に報らされる。実際にはどの場合も実質的な進歩は起きず、患者は第1図のシステムから離れて標準スネレン文字表を読むように指示される。

患者は数日後に次の訓練をやらされるが、通常は1週間以上の間隔は置かない。1時間もしくは半時間に渡る訓練中には4通りの訓練期間があり、第1の期間は準備のためのもので、患者はまつ毛の筋肉の弛緩を通して音の周波数を上げるのにまずまずの成果をあげる。第2の期間は患者の最善の成果が見られるもので、この期間の終りには標準スネレン表により患者の視鋭度を測つてやるのが望ましい。第3の期間の成果は少し落ち、第4の期間には良い弛緩は得られるものの、つかれ易くなるという特徴がある。

各回の訓練中、訓練には2通りの到達点があり、第1の到達点は調整の自発制御を学習することにより像が自発的にはつきりされたりするよう

にすることにあることが患者に説明される。従つてまつ毛の筋肉のtonusを減らすことにより患者は近視度を減らし、増やすことにより遠視度を減らすことができる。

第2の到達点は各訓練回数において達成された改善を持続させることにある。第1回の訓練で得られた改良はほんの数時間続くだけであるが、6〜7回目の訓練の後には改善効果が数日も持続することが患者に説明される。

患者が一旦展開感覚を知つて出力音が増加するようになったら、訓練は頻繁に練習を含むようになる。そのような練習においては、目を開閉して飽和に達する迄出来るだけ音を早く上げるようにと指示が出される。飽和に達したら再び目を閉じさせこれを数分間続けさせる。この間に各飽和における連続した周波数増加がチェックされ、これが減り始めたら休憩が与えられる。

訓練が全ての邪魔を除くために暗視界で行われることは当所から患者に説明される。しかし一旦この学習が完了したらこれを通常の視界に一般化する必要がある。この目的から、周囲の照明度をゆつくりと上げて視界にスネレン表の文字を導入して学習成果の一般化の助けとしてやる。このため訓練は各回の訓練毎にデジタル表示器44に現れたレベルの記録を保持しておく必要がある。

上に言う一般化とは2通りの独立な手法によつて行われるが、これらの手法はまず個別に実施され、その後組合わされるものである。周囲の照明を上げると調節への刺激と調節収斂反射が再び起こる。同様に低減されたシュネレン文字が視野に入ってくると過焦点反応が再び現れてくる。ここで学習された調整の自発制御が活されなければならない。ぼんやりとした棒影情報は視鋭アレイ12に付設されたバダル視力検定サイドチャンネルによる。

一般化は患者のこれに対する感受性をみながら導入される。患者の準備が整つたら訓練者は、周囲の照度を上げて調節への刺激および調節収斂反射を再生させるか、バダルサイドチャンネルを用いて棒影像を導入する。訓練者はデジタル表示器44をみて患者の感受度を知ることができる。どの影響に対して最も感受度が高いか、あるいは感受度がより小さいかというような事実が一般化のために用いられるのである。一般には視野中に

棒影情報を導入することにより感受度が最大となつたら、周囲の照明度がゆつくりと上げられ、患者は調整の制御を続ける。

これは患者によつてなされた成果に影響を与える周囲の光のレベルになるまで行われ、一旦このレベルに達したら、患者にそのレベル練習を行わせる。与えられた周囲光下で患者が早く調整の自発制御ができないときには、このレベルを記録した後再び一定期間暗視界内で患者に訓練をやらせる。上記の環境レベルの復帰はその後に行われ、周囲に光があつても患者が自発制御を行えるようになるまでこの手順を続ける。その後更に周囲光のレベルを上げこれを完全明視界内でも適当に自発制御ができるようになるまで続ける。

一般化手法が導入されてある程度完成したら、これを周期的に訓練サイクルに導入してゆく。勿論他の手法を用いても良いが、ここでは周囲光のレベルを上げてゆくという手法をまず第1に紹介した。

調節の自発制御に熟達したら、暗視界に戻してぼんやりした的を選択的に導入する。例えば近視患者の場合には、第3図の頂部25が患者の視野に入るように選択回路30を励起する。初期状態において3ジョブターの修正が必要とされているとすると、自発制御が現れる迄この的で訓練を続ける。周期的に暗視界に戻すことは前記の通りである。

以上の手順を頂部26～28の各的についても実施する。周囲の光レベルを増してしかもぼんやりとした的がある条件下で程々の自発制御がみられたら、両方の手法が訓練に導入される。これは徐々に組み合わせを行つて患者が学習した自発制御を完全に一般化できるようにする。これは数回に及ぶ暗視界での訓練を含めて、患者が修得した自発制御がこれ以上は良くできないというピークに達するまで続けられる。このピークは、通常周囲光がありしかもぼんやりした棒影刺激がある条件下でも維持できるものでなければならない。4ジョブターに満たない修正が必要とされるような条件下で訓練が始められた場合には、20/20ビジョンへの完全修正が得られる。しかし初期に必要とされる修正が4～10ジョブターである場合には、パートタイム的に眼鏡を使うこともよい。10ジョブターを越える修正が必要な場合には患者の

処方せんを減らすほかはない。いずれにしても視鋭度は目立つて改善される。

この発明は以上記載の例に限定されるものではなく、種々の変更が可能である。例えば、網膜反射を用いて目の屈折を測定し角膜反射を用いて目の動きを測定するのに加えて、水晶レンズ反射を測定するのにもこの発明を応用できる。即ちパーキンジェ像としても知られているレンズ反射を用いることができる。第3パーキンジェ像として知られている前レンズ反射および第4パーキンジェ像として知られて後レンズ反射および特にセンサーで測定されたその感覚によつて屈折を測定することができる。

このためには第1図に示すシステムから第2の光学スリット板5をとり除いて、第1のスリット板4の像だけを用い、第3および第4のパーキンジェ像を形成する。これらの像はスプリッター1によつて反射されてセンサーに結ばれ、その感覚から目の屈折を測定する。目がその調整を増すとパーキンジェ像は互いに離れ、減らすと互いに接近する。

また目がその調整を増すと第3のパーキンジェ像は小さくなり第4のパーキンジェ像は大きくなるから、パーキンジェ像の寸法も測定する。目が回転すると第3と第4のパーキンジェ像の間隔が変化する。調整が一定ならば移動が大きい程間隔も大となる。

この発明によれば視力検定部が数回/秒の速度で目の屈折を測定してサウンドシステムがこれに応じて測定中の目の調節状態を訓練者に可聴告知するという生物学的フィードバックを採用しているので、訓練者は自己の調節自発制御の結果をリアルタイムで知り、その学習意欲を刺激されて自発制御能力を着実に増進することができる。またサンプル保持要素が視力検定部の出力のピークレベルを示す出力信号を出力するので、調節の僅かな変化でも大きな音の変化として表示されるので、自発制御の結果を訓練者が容易にかつ確実に把握できるのである。

#### 40 図面の簡単な説明

第1図はこの発明のシステムの一例を示すブロック図、第2図はそこで用いるスリットの板の一例を示す前面図、第3図はそこで用いる視鋭アレイの一例を示す斜視図、第4図は種々の測定法

35

36

を示す説明図である。

1……視力検定部、2……電子処理部、3……赤外線源、4、5……スリット板、6～9……レンズ、10、11……スプリッター、12……視

鋭アレイ、15……目、17……発光ダイオード、30……選択回路、41……CRT、42……サンプル保持ネットワーク、44……デジタル表示器、46、47……サウンドシステム。

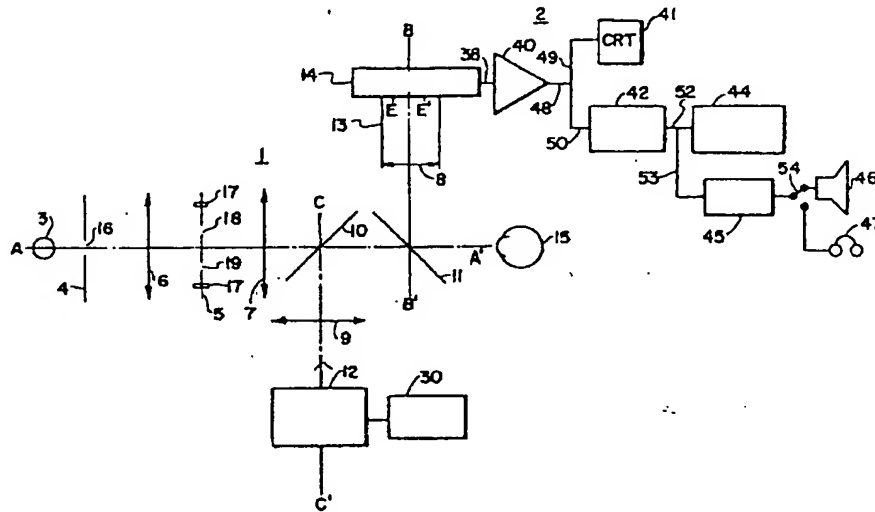


FIG. 1

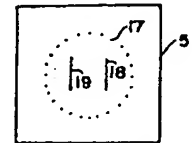


FIG. 2

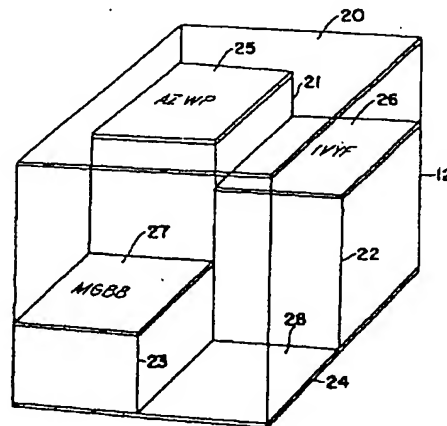


FIG. 3

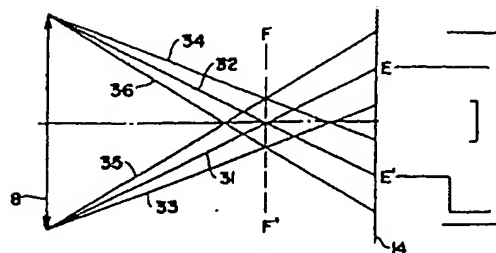


FIG. 4